

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND 19.06.03**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 28 941.7
Anmeldetag: 28. Juni 2002
Anmelder/Inhaber: Philips Corporate Intellectual Property GmbH,
Hamburg/DE
Bezeichnung: Computer-Tomographiegerät
IPC: A 61 B, G 01 N

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 20. März 2003
Deutsches Patent- und Markenamt

Der Präsident

Im Auftrag

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

BEST AVAILABLE COPY



BESCHREIBUNG

Computer-Tomographiegerät

Die Erfindung betrifft ein Computer-Tomographiegerät (CT-Gerät) zur Bilderzeugung mittels durch ein Untersuchungsobjekt hindurchgetretener (d. h. direkt transmittierter)

- 5 Strahlung, sowie mittels von dem Untersuchungsobjekt gestreuter Strahlung.

Ein solches CT-Gerät ist zum Beispiel aus der EP 1 127 546 bekannt. Es umfasst im wesentlichen eine Strahlenquelle zur Erzeugung eines ein Untersuchungsobjekt durchsetzenden Strahlenfächers sowie eine zweidimensionale Detektoranordnung aus

- 10 einer Vielzahl von einzelnen Detektorelementen, die in Zeilen und Spalten entsprechend der Länge bzw. Breite des Querschnitts des Strahlenfächers angeordnet sind. Dabei ist die Anzahl der Spalten im allgemeinen wesentlich größer, als die Anzahl der Zeilen, und die Detektoranordnung hat in Richtung der Länge eine wesentlich größere Ausdehnung, als in Richtung der Breite des Querschnitts des Strahlenfächers.

- 15 Der Öffnungswinkel des Strahlenfächers in Richtung seiner Breite (d. h. senkrecht zu seiner Fächerebene) kann durch Blendenanordnungen verändert werden. Wenn sowohl die durch das Untersuchungsobjekt hindurchgetretene (transmittierte) Strahlung, als auch die von dem Objekt gestreute Strahlung erfasst werden soll, so wird eine Blenden-

- 20 anordnung gewählt, die zu einer relativ geringen Fächerbreite führt. In diesem Fall wird die direkt transmittierte Strahlung im wesentlichen durch die mittlere Zeile der Detektoranordnung erfasst, während die Streustrahlung, die zu beiden Seiten aus der Fächerebene herausgerichtet ist, auf die äußeren Detektorzeilen fällt.

- 25 Zur Optimierung des Impulsübertragungsspektrums ist ferner zwischen dem Untersuchungsobjekt und der Detektoranordnung eine Kollimator-Anordnung aus einer Vielzahl von Lamellen vorgesehen, die den Strahlenfächer so in eine Anzahl von Abschnitten unterteilen, dass die in einer Spalte befindlichen Detektorelemente von transmittierter und gestreuter Strahlung aus dem gleichen Abschnitt des Unter-
30 suchungsobjektes getroffen werden.

Es hat sich jedoch gezeigt, dass die Erfassung der Streustrahlung insbesondere mit denjenigen Detektorzeilen, die an die mittlere(n) Zeile(n) angrenzen, durch Übersprechen aufgrund des Einfalls der bei bestimmten Untersuchungsobjekten wesentlich intensiveren transmittierten Strahlung gestört wird. Dieses Problem kann insbesondere dann von

- 5 Nachteil sein, wenn Detektoranordnungen mit relativ geringer Breite, wie sie in bekannten CT-Geräten zum Teil enthalten sind, verwendet werden.

Wenn darüber hinaus einzeilige Detektoranordnungen verwendet werden, ist eine Erfassung der Streustrahlung mit solchen CT-Geräten im allgemeinen gar nicht mehr

- 10 möglich.

Eine Aufgabe, die der Erfindung zugrunde liegt, besteht deshalb darin, ein CT-Gerät der eingangs genannten Art zu schaffen, mit dem die durch ein Untersuchungsobjekt gestreute Strahlung zumindest weitgehend unbeeinflusst von einer durch das Unter-

- 15 suchungsobjekt hindurchgetretenen (d. h. transmittierten) Strahlung erfasst werden kann.

Weiterhin soll mit der Erfindung ein CT-Gerät geschaffen werden, mit dem die von einem Untersuchungsobjekt gestreute Strahlung auch bei Anwendung einer Detektoranordnung mit nur einer oder wenigen Detektorzeilen zumindest weitgehend unbeeinflusst von einer

- 20 durch das Objekt hindurchgetretenen Strahlung erfasst werden kann.

Schließlich soll mit der Erfindung auch ein CT-Gerät geschaffen werden, mit dem bei Anwendung einer mehrzeiligen Detektoranordnung gleichzeitig transmittierte und Streustrahlung (CT- bzw. CSCT-Betrieb) erfasst werden kann, ohne dass die Messung

- 25 der Streustrahlung durch ein Übersprechen der transmittierten Strahlung wesentlich beeinträchtigt wird.

Gelöst wird die Aufgabe gemäß Anspruch 1 mit einem Computer-Tomographiegerät mit einer Strahlenquelle, einer Detektoranordnung und einer Einrichtung, mit der eine durch

- 30 ein Untersuchungsobjekt hindurchgetretene (transmittierte) Strahlung zumindest in dem

Maße ausblendbar ist, dass ihre auf die Detektoranordnung fallende Intensität die Intensität einer von dem Untersuchungsobjekt gestreuten und auf die Detektoranordnung fallenden Strahlung nicht wesentlich übersteigt.

- 5 Dabei hat sich gezeigt, dass das Ausmaß der erforderlichen Ausblendung im wesentlichen von der Qualität der Detektoranordnung und insbesondere von deren Übersprechdämpfung sowie von der gewünschten Bildqualität abhängig ist. Je geringer das Übersprechen zwischen benachbarten Detektorelementen bzw. Detektorzeilen und je geringer die Anforderungen an die Bildqualität sind, desto geringer kann auch das Ausmaß der
- 10 genannten Ausblendung festgelegt werden.

Ein besonderer Vorteil dieser Lösung besteht darin, dass zur gleichzeitigen Erfassung von transmittierter und gestreuter Strahlung auch Detektoranordnungen verwendet werden können, die im Hinblick auf ihre Übersprech-Eigenschaften keine hohen

- 15 Anforderungen erfüllen, so dass sich auch die Möglichkeit von Kosteneinsparungen eröffnet.

An dieser Stelle sei erwähnt, dass aus der US 6,175,117 eine Gewebe-Analysevorrichtung bekannt ist, die zur Analyse von Substanzen in der Brust einen Strahl

- 20 formende Einrichtung sowie einen Detektor zur Erfassung von durch die Brust hindurchgetretener und gestreuter Strahlung aufweist, wobei vor dem Detektor auch ein Filter mit einer Anzahl von für die Strahlung durchlässigen und die Strahlung absorbierenden Bereichen vorgesehen ist. Abgesehen davon, dass es sich hierbei nicht um ein Computer-Tomographiegerät handelt, ist diese Filterstruktur für eine relativ großflächige
- 25 Detektoranordnung vorgesehen, mit der die erfindungsgemäße Problematik nicht gelöst werden kann, so dass diese Druckschrift nicht als einschlägig angesehen wird.

Die Unteransprüche haben vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung zum Inhalt.

Die Ausführungen gemäß den Ansprüchen 2 und 7 haben den Vorteil, dass bei geeigneter Dimensionierung der Detektoranordnung die transmittierte und die gestreute Strahlung auch gleichzeitig erfasst werden können.

- 5 Die Ausführung gemäß Anspruch 3 stellt eine besonders kostengünstige Lösung dar.

Die Ausführungen gemäß den Ansprüchen 4 und 6 können mit relativ geringem Aufwand auch nachträglich in vorhandenen Computer-Tomographiegeräten realisiert werden.

- 10 Mit den Ausführungen gemäß den Ansprüchen 5 und 9 kann eine Messung der Streustrahlung unter verschiedenen Winkeln zu einem Untersuchungsobjekt vorgenommen werden.

- Weitere Einzelheiten, Merkmale und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der
15 folgenden Beschreibung von bevorzugten Ausführungsformen anhand der Zeichnung. Es zeigt:

Fig. 1 schematisch die wesentlichen Komponenten eines erfindungsgemäßen CT-Gerätes;

Fig. 2 eine erste Ausführungsform der Erfindung;

- 20 Fig. 3 eine zweite Ausführungsform der Erfindung;

Fig. 4 eine dritte Ausführungsform der Erfindung;

Fig. 5 eine vierte Ausführungsform der Erfindung; und

Fig. 6 eine fünfte Ausführungsform der Erfindung.

- 25 Figur 1 zeigt schematisch die wesentlichen Komponenten eines erfindungsgemäßen CT-Gerätes. Das Gerät umfasst eine Gantry 1, die mit einem ersten Motor 2 um eine Rotationsachse 14 gedreht werden kann. An dem Umfang der Gantry 1 ist eine Strahlenquelle S, zum Beispiel eine Röntgenstrahlenquelle, mit einem ersten Kollimator 31 befestigt, mit dem ein Strahlenbündel 41 (Primärstrahlung) erzeugt werden kann.

- 30 Nachdem dieses Strahlenbündel 41 durch den Untersuchungsbereich, in dem sich ein Untersuchungsobjekt 13 befindet, hindurchgetreten und / oder in diesem gestreut

worden ist, trifft es auf einen zweiten Kollimator 32 sowie eine Detektoranordnung 16.

Die Detektoranordnung 16 setzt sich aus einer Mehrzahl von Detektorelementen zusammen, die in Form einer Matrix mit mindestens einer Zeile und einer Vielzahl von

- 5 Spalten angeordnet sind. Die Detektorzeilen erstrecken sich dabei in Umfangsrichtung der Gantry 1, während die Spalten senkrecht dazu verlaufen. Die Detektoranordnung 16 und der zweite Kollimator 32 sind ebenfalls an der Gantry 1 befestigt.

Das Untersuchungsobjekt 13 kann mit Hilfe eines zweiten Motors 5 in Richtung der

- 10 Rotationsachse 14 der Gantry verschoben werden.

Mit einer ersten Antriebseinheit 31a kann der erste Kollimator 31 oder die Strahlenquelle S in einer Richtung senkrecht zu der Ebene der Gantry 1 verfahren werden. Alternativ oder zusätzlich dazu ist eine zweite Antriebseinheit 32a vorgesehen, mit der der zweite

- 15 Kollimator 32 und die Detektoranordnung 16 ebenfalls in einer Richtung senkrecht zu der Ebene der Gantry 1 verfahren werden können.

Zur Ansteuerung der Motoren 2, 5 und der Antriebseinheiten 31a, 32a dient eine Steuer-
einheit 7, die wiederum mit einem Bildverarbeitungsrechner 10 verbunden ist. Die

- 20 Detektoranordnung 16 ist ebenfalls mit diesem Rechner 10 verbunden, der die Detektor-
signale verarbeitet und auf einem Monitor 11 ein Bild des Untersuchungsobjektes 13
erzeugt.

Wie in Figur 1 weiter zu erkennen ist, wird mit der Strahlenquelle S und dem ersten

- 25 Kollimator 31 ein fächerförmiges Strahlenbündel 41 (Strahlenfächer) erzeugt. Der Öffnungswinkel des Strahlenfächers in der Ebene der Gantry 1 und die Länge der Detektoranordnung 16 in Umfangsrichtung der Gantry 1 sind vorzugsweise so auf-
einander abgestimmt, dass die Detektoranordnung 16 über ihre gesamte Länge ausge-
leuchtet werden kann. Die Breite des Strahlenfächers in der Richtung senkrecht zu der
30 durch den Öffnungswinkel aufgespannten Fächerebene ist demgegenüber wesentlich

kleiner und vorzugsweise so bemessen, dass sie eine oder nur wenige Detektorzeilen der Detektoranordnung 16 abdeckt.

- Alternativ dazu kann die Strahlenquelle S und der erste Kollimator 31 auch so dimensioniert sein, dass ein konusförmiges Strahlenbündel erzeugt wird.

- Zur Optimierung des Impulsübertragungsspektrums kann auch hier, ebenso wie es in der eingangs genannten EP 1 127 546 erläutert ist, zwischen dem Untersuchungsobjekt 13 und der Detektoranordnung 16 eine Kollimator-Anordnung in Form einer Vielzahl von 10 Lamellen vorgesehen sein, die das Strahlenbündel 41 so in eine Anzahl von Abschnitten unterteilen, dass die in einer Spalte befindlichen Detektorelemente von transmittierter und gestreuter Strahlung aus dem gleichen Abschnitt des Untersuchungsobjektes 13 getroffen werden. Die Druckschrift EP 1 127 546 soll deshalb durch Bezugnahme zum Bestandteil dieser Beschreibung gemacht werden.

15

- Die Figuren 2 bis 4 zeigen Seitenansichten in einer Richtung parallel zu der Ebene der Gantry 1 (d. h. im wesentlichen auch parallel zu der Ebene des Strahlenfächers 41). In diesen Darstellungen sind schematisch die Strahlenquelle S, der erste Kollimator 31, das Untersuchungsobjekt 13, der zweite Kollimator 32 sowie die Detektoranordnung 16 20 gezeigt.

- Wie in Figur 2 ferner zu erkennen ist, wird bei der ersten Ausführungsform der Erfindung die direkt durch das Untersuchungsobjekt 13 hindurchgetretene (transmittierte) Strahlung 41a durch einen zentralen Bereich 321 des zweiten Kollimators 32 vollständig 25 blockiert, so dass sie nicht mehr auf die Detektoranordnung 16 trifft. Die durch das Untersuchungsobjekt 13 hervorgerufene Streustrahlung 41b kann hingegen durch seitlich des zentralen Bereiches 321 liegende Öffnungen in dem zweiten Kollimator 32 ungehindert die Detektoranordnung 16 erreichen.

Mit der in Figur 3 gezeigten zweiten Ausführungsform wird dieses Ziel dadurch erreicht, dass die Detektoranordnung 16 und der zweite Kollimator 32 (sofern dieser erforderlich ist) gegenüber der in Figur 2 gezeigten (zentralen) Stellung seitlich, das heißt in einer Richtung senkrecht zur Ebene der Gantry 1 und damit zur Ebene des Strahlenfächers 41

5 verschoben sind, und zwar in dem Maße, dass die transmittierte Strahlung 41a seitlich an der Detektoranordnung 16 vorbeigerichtet ist und / oder auf einen für diese Strahlung undurchlässigen Bereich des zweiten Kollimators 32 fällt. Die aus dem Untersuchungsobjekt 13 getretene Streustrahlung 41b trifft durch eine entsprechende Öffnung in dem zweiten Kollimator 21 auf die Detektoranordnung 16. Die Verschiebung des zweiten

10 Kollimators 32 und der Detektoranordnung 16 kann über die Steuereinheit 7 und die zweite Antriebseinheit 32a schrittweise vorgenommen werden, um Streustrahlung 41b mit unterschiedlichen Streuwinkeln zu erfassen und auszuwerten.

Bei der in Figur 4 gezeigten Ausführungsform wird hingegen der erste Kollimator 31 gegenüber der in den Figuren 2 und 3 gezeigten (zentralen) Stellung in einer Richtung senkrecht zur Ebene der Gantry 1 verschoben, während der zweite Kollimator 32 und die Detektoranordnung 16 in ihrer in Figur 2 gezeigten Stellung verbleiben, so dass die transmittierte Strahlung 41a das Untersuchungsobjekt 13 in zu der Ebene der Gantry 1 schräger Richtung durchläuft und dadurch nicht auf die Detektoranordnung 16 gerichtet

15 ist. Die Streustrahlung 41b trifft jedoch wiederum durch eine entsprechende Öffnung in dem zweiten Kollimator 32 auf die Detektoranordnung 16. Zur Erfassung und Auswertung von Streustrahlung 41b mit unterschiedlichen Streuwinkeln kann der erste Kollimator 31 über die Steuereinheit 7 und die erste Antriebseinheit 31a wiederum schrittweise in der genannten Richtung verfahren werden. Alternativ dazu kann anstelle

20 des ersten Kollimators 31 auch die Strahlenquelle S in entgegengesetzter Richtung verfahren werden.

Mit diesen drei Ausführungen kann sowohl mit einer einzeiligen als auch mit einer mehrzeiligen Detektoranordnung 16 die erzeugte Streustrahlung 41b unbeeinflusst

30 erfasst und ausgewertet werden.

Die in den Figuren 2 bis 4 dargestellten Prinzipien, mit denen die transmittierte Strahlung 41a blockiert und nur die Streustrahlung 41b auf die Detektoranordnung 16 gerichtet wird, kann im Bedarfsfall auch in der Weise umgekehrt werden, dass die Streustrahlung 41b zumindest weitgehend blockiert wird und die transmittierte Strahlung 41a auf die 5 Detektoranordnung 16 trifft.

Wenn jedoch die transmittierte Strahlung und die Streustrahlung gleichzeitig erfasst werden sollen, so wird vorzugsweise die in Figur 2 gezeigte erste Ausführungsform entsprechend der Darstellung in Figur 5 oder Figur 6 abgewandelt.

10

Die Figuren 5 und 6 zeigen eine gegenüber der Figur 2 vergrößerte Seitenansicht auf einen Teil einer Detektoranordnung 16 mit mehreren Detektorzeilen in einer Richtung parallel zu der Ebene des Strahlenfächers 41.

15 Bei der vierten und fünften Ausführungsform gemäß den Figuren 5 und 6 blockiert der zentrale Bereich 321 des zweiten Kollimators 32 im Unterschied zu der ersten Ausführungsform gemäß Figur 2 die transmittierte Strahlung 41a nicht vollständig, sondern lässt diese teilweise hindurch, so dass deren Intensität nur so stark ist, dass die Erfassung der gestreuten Strahlung 41b nicht durch ein Übersprechen der transmittierten Strahlung 20 41a in benachbarte Detektorzeilen beeinträchtigt oder gestört wird.

Der zentrale Bereich 321 des zweiten Kollimators 32 weist zu diesem Zweck bei der vierten Ausführungsform gemäß Figur 5 ein die Strahlung absorbierendes Material mit entsprechender Dicke auf.

25

Bei der fünften Ausführungsform gemäß Figur 6 weist der zentrale Bereich 321 des zweiten Kollimators 32 eine Öffnung in Form eines schmalen Spaltes oder Schlitzes auf, durch den nur ein Teil der Strahlung hindurchtreten kann.

30

- Bei der Bemessung des Absorptionsvermögens des zentralen Bereiches 321 bzw. der Breite und Länge der Öffnung in diesem Bereich 321 ist zu berücksichtigen, dass die Intensität der transmittierten Strahlung 41a in Abhängigkeit von der Objektdichte um den Faktor 10 bis 1000 höher sein kann, als die Intensität der Streustrahlung 41b. Die
- 5 Dämpfung der transmittierten Strahlungsintensität sollte vorzugsweise ebenfalls in dieser Höhe liegen, so dass die transmittierte Strahlung 41a und die Streustrahlung 41b mit etwa gleicher Intensität auf die Detektoranordnung 16 fallen.

- Im Bedarfsfall ist natürlich auch dieses Prinzip umkehrbar, wenn der zentrale Bereich
- 10 321 im Strahlengang der Streustrahlung angeordnet wird, um aus bestimmten Gründen die Streustrahlung 41b gegenüber der transmittierten Strahlung 41a zu dämpfen.

- Ein besonderer Vorteil der Erfindung besteht darin, dass die Möglichkeit eröffnet wird, bei der Untersuchung eines Objektes zwischen der Bilderzeugung und -auswertung
- 15 anhand der transmittierten Strahlung (CT-Betrieb) und der Bilderzeugung und -auswertung anhand der kohärenten Streustrahlung (CSCT-Betrieb) umzuschalten. Damit können wesentlich bessere Untersuchungsergebnisse erzielt werden. Dies betrifft sowohl die medizinische Diagnose, als auch Materialuntersuchungen.

20

25

PATENTANSPRÜCHE

1. Computer-Tomographiegerät mit einer Strahlenquelle (S), einer Detektoranordnung (16) und einer Einrichtung, mit der eine durch einen Untersuchungsbereich hindurchgetretene Strahlung (41a) zumindest in dem Maße ausblendbar ist, dass ihre auf die Detektoranordnung (16) fallende Intensität die Intensität einer in dem Untersuchungsbereich (13) gestreuten und auf die Detektoranordnung (16) fallenden Strahlung (41b) nicht wesentlich übersteigt.
2. Computer-Tomographiegerät nach Anspruch 1,
bei dem die Strahlenquelle (S) zur Erzeugung eines im wesentlichen fächerförmigen Strahlenbündels (41) vorgesehen ist und die Detektoranordnung (16) eine Mehrzahl von Detektorelementen aufweist, die in Zeilen und Spalten entsprechend der Länge bzw. Breite des Querschnitts des Strahlenbündels (41) in der Detektorebene angeordnet sind.
3. Computer-Tomographiegerät nach Anspruch 1,
bei dem die Detektoranordnung (16) eine Mehrzahl von Detektorelementen aufweist, die in einer Zeile angeordnet sind.
4. Computer-Tomographiegerät nach Anspruch 1,
bei dem die Einrichtung einen ersten, an der Strahlenquelle (S) angeordneten Kollimator (31) umfasst, wobei die Strahlenquelle (S) oder der erste Kollimator (31) relativ zueinander in einer Richtung senkrecht zu einer Ausbreitungsrichtung des Strahlenbündels (41) so verschoben angeordnet sind, dass die durch das Untersuchungsobjekt hindurchgetretene Strahlung (41a) zumindest nicht in wesentlichem Umfang auf die Detektoranordnung (16) trifft.

5. Computer-Tomographiegerät nach Anspruch 4,
bei dem die Einrichtung eine erste Antriebseinheit (31a) zur Verschiebung der Strahlenquelle (S) oder des ersten Kollimators (31) relativ zueinander in der Weise aufweist, dass mit verschiedenen Winkeln von dem Untersuchungsobjekt (13)
5 ausgehende Streustrahlung (41b) erfasst werden kann.

6. Computer-Tomographiegerät nach Anspruch 1,
bei dem die Einrichtung einen zweiten Kollimator (32) umfasst, der zwischen dem Untersuchungsobjekt (13) und der Detektoranordnung (16) angeordnet ist und einen
10 Bereich (321) aufweist, durch den durch das Untersuchungsobjekt hindurchgetretene Strahlung (41a) zumindest teilweise blockiert wird.

7. Computer-Tomographiegerät nach Anspruch 6,
bei dem der Bereich (321) eine Öffnung aufweist, durch die ein Teil der auf den Bereich
15 (321) treffenden Strahlung (41a) auf die Detektoranordnung (16) gelangt.

8. Computer-Tomographiegerät nach Anspruch 1,
bei dem die Einrichtung durch eine in einer Richtung senkrecht zu einer Ausbreitungsrichtung des Strahlenbündels (41) so verschoben angeordnete
20 Detektoranordnung (16) gebildet ist, dass die durch das Untersuchungsobjekt hindurchgetretene Strahlung (41a) zumindest weitgehend an der Detektoranordnung (16) vorbeigerichtet ist.

9. Computer-Tomographiegerät nach Anspruch 8,
25 bei dem die Einrichtung eine zweite Antriebseinheit (32a) zur Verschiebung der Detektoranordnung (16) in der Weise aufweist, dass mit verschiedenen Winkeln von dem Untersuchungsobjekt (13) ausgehende Streustrahlung (41b) erfasst werden kann.

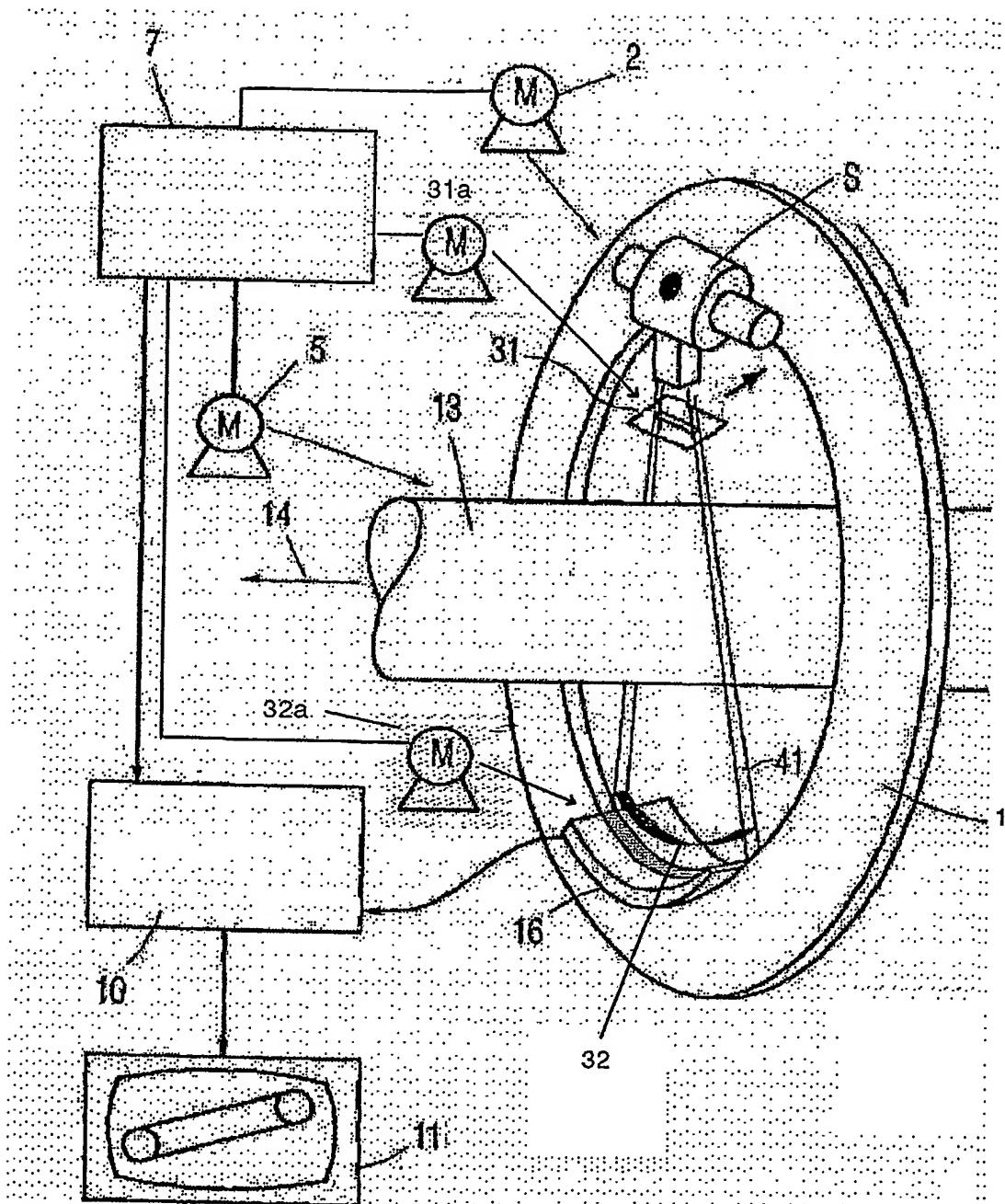


FIG. 1

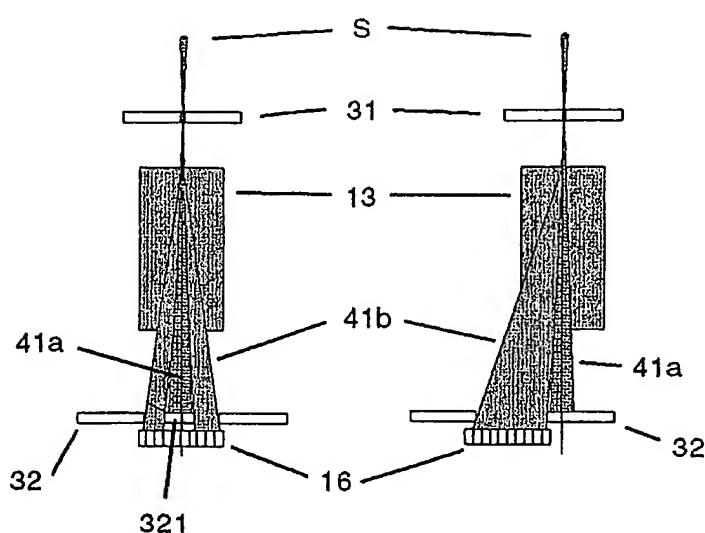


FIG. 2

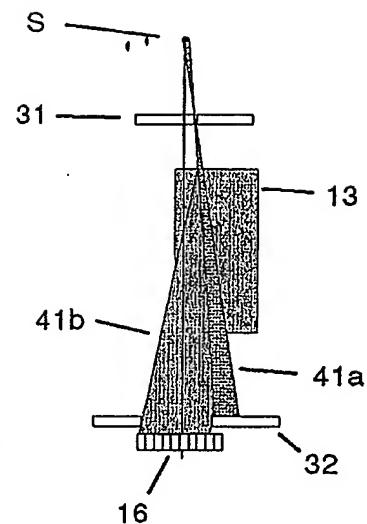


FIG. 3

FIG. 4

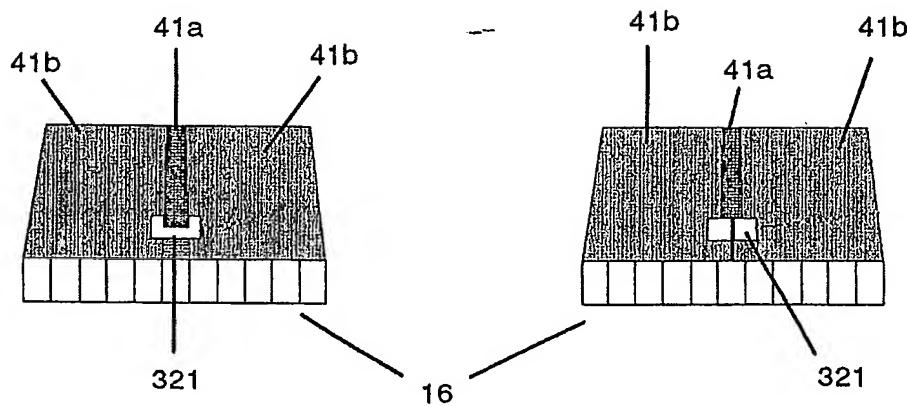


FIG. 5

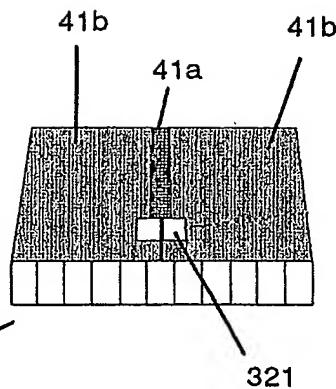


FIG. 6

ZUSAMMENFASSUNG

Computer-Tomographiegerät

Es wird ein Computer-Tomographiegerät (CT-Gerät) zur Bilderzeugung mittels durch ein Untersuchungsobjekt hindurchgetretener (d. h. direkt transmittierter) Strahlung,
5 sowie von dem Untersuchungsobjekt gestreuter Strahlung beschrieben, das eine Strahlenquelle (S), eine Detektoranordnung (16) und eine Einrichtung aufweist, mit der die durch das Untersuchungsobjekt hindurchgetretene Strahlung (41a) zumindest in dem Maße ausblendbar ist, dass ihre auf die Detektoranordnung (16) fallende Intensität die Intensität einer von dem Untersuchungsobjekt (13) gestreuten und auf die Detektoran-
10 ordnung (16) fallenden Strahlung (41b) nicht wesentlich übersteigt. Mit der Erfindung ist eine von Übersprecheffekten der transmittierten Strahlung unbeeinflusste Erfassung von Streustrahlung (CSCT-Betrieb) möglich, auch wenn die Detektoranordnung keine hohen Anforderungen im Hinblick auf ein geringes Übersprechen erfüllt und / oder als einzeilige Detektoranordnung dimensioniert ist.

15

Fig. 1

20

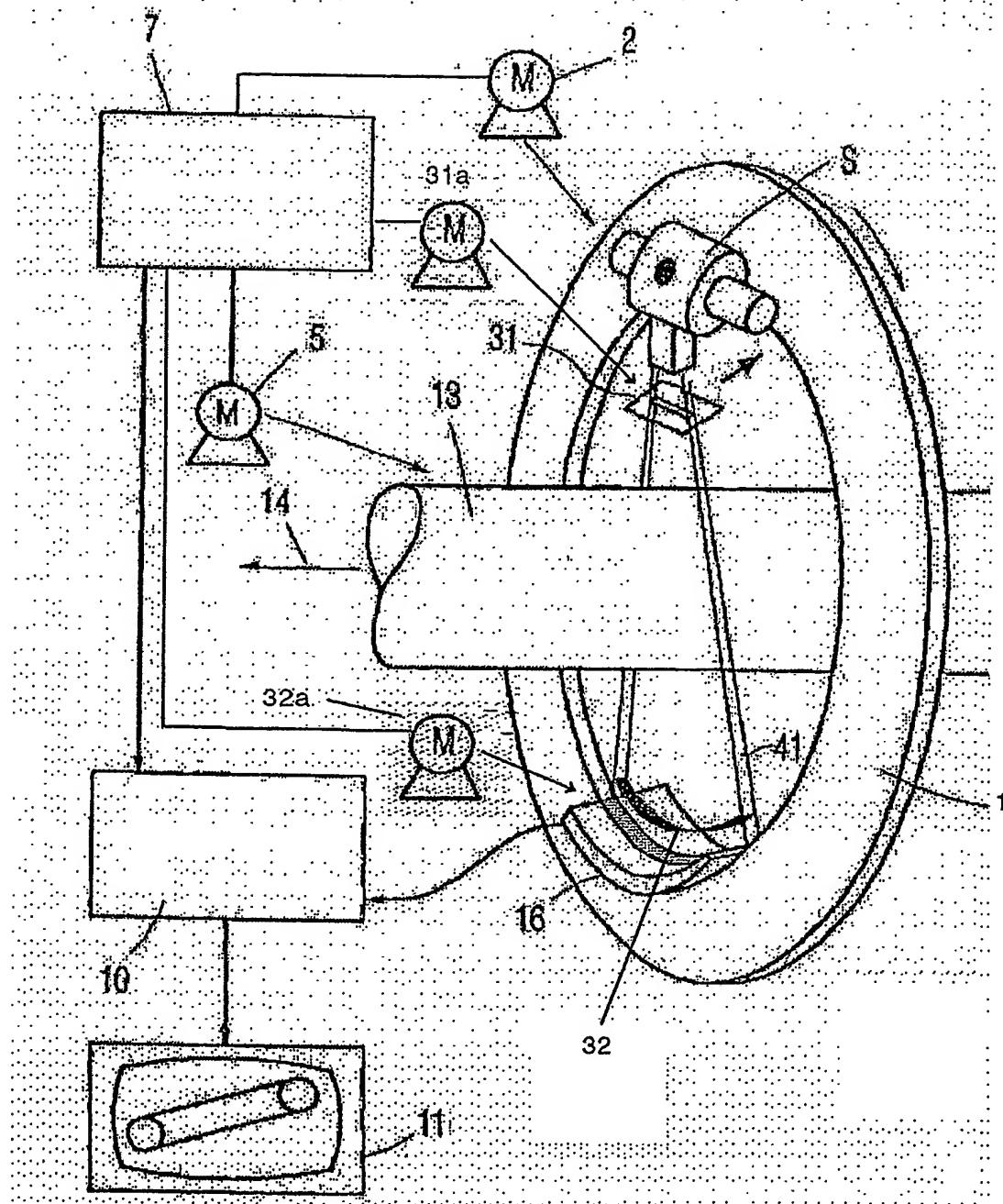


FIG. 1

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.